

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6947918号  
(P6947918)

(45) 発行日 令和3年10月13日(2021.10.13)

(24) 登録日 令和3年9月21日(2021.9.21)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/06 (2006.01)** A 6 1 B 1/06 6 1 0

請求項の数 9 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2020-511674 (P2020-511674)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成31年3月11日 (2019.3.11)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2019/009750</p> <p>(87) 国際公開番号 W02019/193934</p> <p>(87) 国際公開日 令和1年10月10日 (2019.10.10)</p> <p>審査請求日 令和2年8月28日 (2020.8.28)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2018-73079 (P2018-73079)</p> <p>(32) 優先日 平成30年4月5日 (2018.4.5)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地</p> <p>(74) 代理人 110002907 特許業務法人イトーシン国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 山崎 健二 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内</p> <p>審査官 安田 明央</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及びその発光光量制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の生体組織を照明するための照明光に含まれる青色光を発生する第1の光源と、前記照明光に含まれる緑色光を発生する第2の光源と、前記照明光に含まれる赤色光を発生する第3の光源と、を具備して構成された光源部と、

前記光源部の各光源の発光状態を個別に制御することができるように構成され、観察対象の生体組織までの観察距離が大きい程前記第2の光源の光量を増加させ、小さい程前記第2の光源の光量を減少させる制御を行う光源制御部と、を有し、

前記光源制御部は、前記第2の光源の発光光量が所定の発光光量以下である場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが所定のカラーバランスに維持されるように、前記第1の光源、前記第2の光源及び前記第3の光源の発光光量を変化させる第1の発光光量制御を行い、前記第2の光源の発光光量が前記所定の発光光量よりも大きい場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが前記所定のカラーバランスとは異なるカラーバランスになるように、前記第1の光源及び前記第2の光源の発光光量を前記第1の発光光量制御と同様の方法で変化させつつ、前記第3の光源の発光光量を前記第1の発光光量制御とは異なる方法で変化させる第2の発光光量制御を行う

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記光源部は、前記照明光に含まれる琥珀色光を発生する第4の光源をさらに有し、前記光源制御部は、前記第1の発光光量制御において、前記第4の光源の発光光量を 0

にするための制御と、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の発光光量を漸次増加させる制御と、を行い、前記第 2 の発光光量制御において、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光光量を漸次増加させる制御と、前記第 3 の光源の発光光量を 0 まで漸次減少させる制御と、前記第 4 の光源の発光光量を 0 から漸次増加させる制御と、を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記第 1 の発光光量制御において、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の発光光量を第 1 の増加率で漸次増加させる制御を行い、前記第 2 の発光光量制御において、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光光量を前記第 1 の増加率で漸次増加させる制御と、前記第 3 の光源の発光光量を前記第 1 の増加率よりも小さな第 2 の増加率で漸次増加させる制御と、を行う

10

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記光源部は、前記照明光に含まれる琥珀色光を発生する第 4 の光源をさらに有し、  
前記光源制御部は、前記第 1 の発光光量制御において、前記第 4 の光源の発光光量を前記第 1 の増加率で漸次増加させる制御をさらにを行い、前記第 2 の発光光量制御において、前記第 3 の光源の発光光量を前記第 2 の増加率で漸次増加させる制御を行う代わりに、前記第 3 の光源及び前記第 4 の光源の発光光量を前記第 1 の増加率よりも小さくかつ前記第 2 の増加率より大きな第 3 の増加率で漸次増加させる制御を行う

20

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記所定の発光光量は、前記緑色光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値と、前記赤色光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値と、に基づいて設定される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記照明光に含まれる琥珀色光を発生する第 4 の光源をさらに有し、  
前記所定の発光光量は、前記緑色光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値と、前記赤色光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値と、前記琥珀色光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値と、に基づいて設定される

30

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

被検体内の生体組織を照明するための照明光に含まれる青色光を発生する第 1 の光源と、前記照明光に含まれる緑色光を発生する第 2 の光源と、前記照明光に含まれる赤色光を発生する第 3 の光源と、を具備して構成された光源部の前記各光源の発光状態を個別に制御する内視鏡用光源装置の発光光量制御方法において、

光源制御部が、観察対象の生体組織までの観察距離が大きい程前記第 2 の光源の光量を増加させ、小さい程前記第 2 の光源の光量を減少させる制御を行うとともに、前記第 2 の光源の発光光量が所定の発光光量以下である場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが所定のカラーバランスに維持されるように、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の発光光量を変化させる第 1 の発光光量制御を行い、前記第 2 の光源の発光光量が前記所定の発光光量よりも大きい場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが前記所定のカラーバランスとは異なるカラーバランスになるように、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御と同様の方法で変化させつつ、前記第 3 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御とは異なる方法で変化させる第 2 の発光光量制御を行う

40

ことを特徴とする内視鏡用光源装置の発光光量制御方法。

【請求項 8】

50

前記光源制御部は、前記照明光に含まれる琥珀色光を発生する第4の光源の発光状態を個別に制御可能であり、前記第1の発光光量制御において、前記第4の光源の発光光量を0にするための制御と、前記第1の光源、前記第2の光源及び前記第3の光源の発光光量を漸次増加させる制御と、を行い、前記第2の発光光量制御において、前記第1の光源及び前記第2の光源の発光光量を漸次増加させる制御と、前記第3の光源の発光光量を0まで漸次減少させる制御と、前記第4の光源の発光光量を0から漸次増加させる制御と、を行う

ことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡用光源装置の発光光量制御方法。

【請求項9】

前記光源制御部は、前記第1の発光光量制御において、前記第1の光源、前記第2の光源及び前記第3の光源の発光光量を第1の増加率で漸次増加させる制御を行い、前記第2の発光光量制御において、前記第1の光源及び前記第2の光源の発光光量を前記第1の増加率で漸次増加させる制御と、前記第3の光源の発光光量を前記第1の増加率よりも小さな第2の増加率で漸次増加させる制御と、を行う

10

ことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡用光源装置の発光光量制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用光源装置に関し、特に、生体組織の観察に用いられる内視鏡用光源装置及びその発光光量制御方法に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野の内視鏡観察においては、互いに異なる波長の光を発生する複数の光源の出射光量の比率を変化させることにより、被検体内に存在する生体組織等の被写体に照射される照明光の色調を変更するような技術が従来知られている。

【0003】

具体的には、例えば、日本国特許5401205号公報には、発光波長の異なる複数種の光源を有する内視鏡装置において、被検体の被観察領域と内視鏡先端部との接近度を示す接近度情報に応じ、当該複数種の光源の出射光量の比率を変更するような構成が開示されている。

30

【0004】

ところで、医療分野の内視鏡観察においては、例えば、被検体内の所望の生体組織に対して可視域の照明光を照射した場合に、当該照明光が当該所望の生体組織とは異なる場所で反射することにより2次光が生じるとともに、当該2次光が（当該照明光と併せて）当該所望の生体組織に対して照射されるような現象が発生し得る。そして、医療分野の内視鏡観察においては、このような現象の発生に伴い、被検体内の生体組織を撮像して得られた画像の色調が変化してしまう場合がある、という問題点が存在している。

【0005】

しかし、日本国特許5401205号公報には、前述の問題点を解消可能な手法について特に開示等されていない。そのため、日本国特許5401205号公報に開示された構成によれば、被検体内の生体組織の色調に基づいて病変の有無等の診断を行う際の精度が低下してしまうおそれがある、という前述の問題点に応じた課題が生じている。

40

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、被検体内の生体組織の色調に基づいて診断を行う際の精度を確保することが可能な内視鏡用光源装置及びその発光光量制御方法を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

内視鏡用光源装置は、被検体内の生体組織を照明するための照明光に含まれる青色光を

50

発生する第 1 の光源と、前記照明光に含まれる緑色光を発生する第 2 の光源と、前記照明光に含まれる赤色光を発生する第 3 の光源と、を具備して構成された光源部と、前記光源部の各光源の発光状態を個別に制御することができるように構成され、観察対象の生体組織までの観察距離が大きい程前記第 2 の光源の光量を増加させ、小さい程前記第 2 の光源の光量を減少させる制御を行う光源制御部と、を有し、前記光源制御部は、前記第 2 の光源の発光光量が所定の発光光量以下である場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが所定のカラーバランスに維持されるように、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の発光光量を変化させる第 1 の発光光量制御を行い、前記第 2 の光源の発光光量が前記所定の発光光量よりも大きい場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが前記所定のカラーバランスとは異なるカラーバランスになるように、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御と同様の方法で変化させつつ、前記第 3 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御とは異なる方法で変化させる第 2 の発光光量制御を行う。

10

また、本発明の態様による内視鏡用光源装置の発光光量制御方法は、被検体内の生体組織を照明するための照明光に含まれる青色光を発生する第 1 の光源と、前記照明光に含まれる緑色光を発生する第 2 の光源と、前記照明光に含まれる赤色光を発生する第 3 の光源と、を具備して構成された光源部の前記各光源の発光状態を個別に制御する内視鏡用光源装置の発光光量制御方法において、光源制御部が、観察対象の生体組織までの観察距離が大きい程前記第 2 の光源の光量を増加させ、小さい程前記第 2 の光源の光量を減少させる制御を行うとともに、前記第 2 の光源の発光光量が所定の発光光量以下である場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが所定のカラーバランスに維持されるように、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の発光光量を変化させる第 1 の発光光量制御を行い、前記第 2 の光源の発光光量が前記所定の発光光量よりも大きい場合に、前記照明光に含まれる各色の光のカラーバランスが前記所定のカラーバランスとは異なるカラーバランスになるように、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御と同様の方法で変化させつつ、前記第 3 の光源の発光光量を前記第 1 の発光光量制御とは異なる方法で変化させる第 2 の発光光量制御を行う。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成を示す図。

30

【図 2】実施形態に係る光源装置に設けられた各 LED から発せられる光の波長帯域の一例を示す図。

【図 3】実施形態に係る光源装置の動作を説明するための図。

【図 4】実施形態に係る光源装置の動作を説明するための図。

【図 5】実施形態の第 1 の変形例に係る光源装置の動作を説明するための図。

【図 6】実施形態の第 2 の変形例に係る光源装置の動作を説明するための図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0010】

40

図 1 から図 6 は、本発明の実施形態に係るものである。

【0011】

内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、被検体内に挿入可能であるとともに、当該被検体内に存在する生体組織等の被写体を撮像して撮像信号を出力するように構成された内視鏡 2 と、内視鏡 2 の内部に挿通配置されたライトガイド 7 を介して当該被写体の観察に用いられる照明光を供給するように構成された光源装置 3 と、内視鏡 2 から出力される撮像信号に応じた観察画像等を生成して出力するように構成されたプロセッサ 4 と、プロセッサ 4 から出力される観察画像を画面上に表示するように構成された表示装置 5 と、を有している。図 1 は、実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成を示す図である。

【0012】

50

内視鏡 2 は、被検体内に挿入可能な細長形状に形成された挿入部 2 a と、挿入部 2 a の基端側に設けられた操作部 2 b と、を有している。また、内視鏡 2 は、例えば、撮像部 2 1 (後述) から出力される撮像信号等の種々の信号の伝送に用いられる信号線が内蔵されたユニバーサルケーブル (不図示) を介し、プロセッサ 4 に着脱可能に接続されるように構成されている。また、内視鏡 2 は、ライトガイド 7 の少なくとも一部が内蔵されたライトガイドケーブル (不図示) を介し、光源装置 3 に着脱可能に接続されるように構成されている。

【0013】

挿入部 2 a の先端部 2 c には、被検体内の生体組織等の被写体を撮像するための撮像部 2 1 と、ライトガイド 7 の出射端部と、ライトガイド 7 により伝送された照明光を被写体へ照射する照明光学系 2 2 と、が設けられている。

10

【0014】

撮像部 2 1 は、照明光学系 2 2 からの照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像して撮像信号を出力するように構成されている。具体的には、撮像部 2 1 は、照明光学系 2 2 からの照明光が照射された被写体から発せられる戻り光を結像するように構成された対物光学系 2 1 a と、対物光学系 2 1 a により結像された戻り光を撮像することにより撮像信号を生成し、当該生成した撮像信号をプロセッサ 4 へ出力するように構成された撮像素子 2 1 b と、を有している。

【0015】

撮像素子 2 1 b は、例えば、CCD または CMOS のようなイメージセンサを具備して構成されている。また、撮像素子 2 1 b の撮像面には、対物光学系 2 1 a から入射した戻り光を赤色、緑色及び青色の 3 色に分光するための原色ベイヤー配列のカラーフィルタと、当該カラーフィルタを通過した光を撮像するためにマトリクス状に配設された複数の画素と、が設けられている。また、撮像素子 2 1 b は、プロセッサ 4 から出力される制御信号に応じた動作を行うように構成されている。

20

【0016】

操作部 2 b は、ユーザが把持して操作することが可能な形状を具備して構成されている。また、操作部 2 b には、ユーザの入力操作に応じた指示をプロセッサ 4 に対して行うことが可能な 1 つ以上のスイッチを具備して構成されたスコープスイッチ 2 3 が設けられている。

30

【0017】

光源装置 3 は、内視鏡 2 に対して照明光を供給する内視鏡用光源装置として構成されている。また、光源装置 3 は、発光部 3 1 と、合波器 3 2 と、集光レンズ 3 3 と、光源制御部 3 4 と、を有して構成されている。

【0018】

発光部 3 1 は、紫色 LED 3 1 a と、青色 LED 3 1 b と、緑色 LED 3 1 c と、琥珀色 LED 3 1 d と、赤色 LED 3 1 e と、を有して構成されている。すなわち、発光部 3 1 は、複数の半導体発光素子を有して構成されている。また、発光部 3 1 の各 LED は、光源制御部 3 4 の制御に応じて個別に発光または消光するように構成されている。また、発光部 3 1 の各 LED は、光源制御部 3 4 の制御に応じた発光光量で発光するように構成されている。

40

【0019】

紫色 LED 3 1 a は、紫色域に中心波長を有する紫色光 (以降、V 光と称する) を発生するように構成されている。具体的には、紫色 LED 3 1 a は、例えば、図 2 に示すような、中心波長が 415 nm 付近に設定された光を V 光として発生するよう構成されている。なお、紫色 LED 3 1 a の発光光量 EV は、V 光の波長帯域に含まれる各波長の光の強度を積算して得られる総光量として規定される。図 2 は、実施形態に係る光源装置に設けられた各 LED から発せられる光の波長帯域の一例を示す図である。

【0020】

青色 LED 3 1 b は、V 光よりも長波長側の青色域に中心波長を有する青色光 (以降、

50

B光と称する)を発生するように構成されている。具体的には、青色LED31bは、例えば、図2に示すような、中心波長が460nm付近に設定された光をB光として発生するよう構成されている。なお、青色LED31bの発光光量EBは、B光の波長帯域に含まれる各波長の光の強度を積算して得られる総光量として規定される。

【0021】

緑色LED31cは、B光よりも長波長側の緑色域に中心波長を有する緑色光(以降、G光と称する)を発生するように構成されている。具体的には、緑色LED31cは、例えば、図2に示すような、中心波長が540nm付近に設定された光をG光として発生するよう構成されている。なお、緑色LED31cの発光光量EGは、G光の波長帯域に含まれる各波長の光の強度を積算して得られる総光量として規定される。

10

【0022】

琥珀色LED31dは、G光よりも長波長側の琥珀色域に中心波長を有する琥珀色光(以降、A光と称する)を発生するように構成されている。具体的には、琥珀色LED31dは、例えば、図2に示すような、中心波長が600nm付近に設定された光をA光として発生するよう構成されている。なお、琥珀色LED31dの発光光量EAは、A光の波長帯域に含まれる各波長の光の強度を積算して得られる総光量として規定される。

【0023】

赤色LED31eは、A光よりも長波長側の赤色域に中心波長を有する赤色光(以降、R光と称する)を発生するように構成されている。具体的には、赤色LED31eは、例えば、図2に示すような、中心波長が630nm付近に設定された光をR光として発生するよう構成されている。なお、赤色LED31eの発光光量ERは、R光の波長帯域に含まれる各波長の光の強度を積算して得られる総光量として規定される。

20

【0024】

合波器32は、発光部31から発せられた各光を合波して集光レンズ33に入射させることができるように構成されている。

【0025】

集光レンズ33は、合波器32を経て入射した光を集光してライトガイド7の入射端部へ出射するように構成されている。

【0026】

光源制御部34は、例えば、制御回路等を具備して構成されている。また、光源制御部34は、緑色LED31cの現在の発光光量EGCを取得するための動作を行うように構成されている。また、光源制御部34は、プロセッサ4から出力される制御信号と、緑色LED31cの現在の発光光量EGCと、に基づき、発光部31の各LEDの発光状態を個別に制御することができるように構成されている。また、光源制御部34は、発光部31の各LEDの発光状態を示す発光状態信号を生成して制御部44へ出力するように構成されている。なお、光源制御部34において行われる動作の具体例については、後程説明する。

30

【0027】

すなわち、光源装置3は、被検体内の生体組織を照明するための照明光に含まれるV光を発生する紫色LED31aと、当該照明光に含まれるB光を発生する青色LED31bと、当該照明光に含まれるG光を発生する緑色LED31cと、当該照明光に含まれるA光を発生する琥珀色LED31dと、当該照明光に含まれるR光を発生する赤色LED31eと、を有して構成されている。

40

【0028】

プロセッサ4は、信号処理部41と、画像処理部42と、観察画像生成部43と、制御部44と、を有して構成されている。

【0029】

信号処理部41は、例えば、信号処理回路等を具備して構成されている。また、信号処理部41は、内視鏡2から出力される撮像信号に対してA/D変換等の所定の信号処理を施すことにより画像データを生成し、当該生成した画像データを1フレームずつ画像処理

50

部 4 2 及び制御部 4 4 へそれぞれ出力するように構成されている。

【 0 0 3 0 】

画像処理部 4 2 は、例えば、画像処理回路等を具備して構成されている。また、画像処理部 4 2 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データと、制御部 4 4 から出力される制御信号と、に基づき、被写体に対して照射された照明光の戻り光に含まれかつ撮像素子 2 1 b の B (青色) フィルタを透過して撮像された V 光に対応する紫色成分の画像データ I D V と、当該戻り光に含まれかつ当該 B フィルタを透過して撮像された B 光に対応する青色成分の画像データ I D B と、をそれぞれ生成するための処理を行うように構成されている。また、画像処理部 4 2 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データと、制御部 4 4 から出力される制御信号と、に基づき、被写体に対して照射された照明光の戻り光に含まれかつ撮像素子 2 1 b の G (緑色) フィルタを透過して撮像された G 光に対応する緑色成分の画像データ I D G を生成するための処理を行うように構成されている。また、画像処理部 4 2 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データと、制御部 4 4 から出力される制御信号と、に基づき、被写体に対して照射された照明光の戻り光に含まれかつ撮像素子 2 1 b の R (赤色) フィルタを透過して撮像された A 光に対応する琥珀色成分の画像データ I D A と、当該戻り光に含まれかつ当該 R フィルタを透過して撮像された R 光に対応する赤色成分の画像データ I D R と、をそれぞれ生成するための処理を行うように構成されている。また、画像処理部 4 2 は、前述のように生成した各色成分の画像データに対して所定の画像処理を施して観察画像生成部 4 3 へ出力するように構成されている。

10

【 0 0 3 1 】

観察画像生成部 4 3 は、例えば、画像生成回路等を具備して構成されている。また、観察画像生成部 4 3 は、制御部 4 4 から出力される制御信号に基づき、画像処理部 4 2 から出力される画像データを用いて観察画像を生成し、当該生成した観察画像を 1 フレームずつ表示装置 5 へ出力するように構成されている。

20

【 0 0 3 2 】

制御部 4 4 は、例えば、制御回路等を具備して構成されている。また、制御部 4 4 は、スコープスイッチ 2 3 からの指示に応じた動作を行わせるための制御信号を生成して出力するように構成されている。また、制御部 4 4 は、撮像素子 2 1 b の動作を制御するための制御信号を生成して出力するように構成されている。

【 0 0 3 3 】

制御部 4 4 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データの現在の明るさを検出するための明るさ検出処理を行うように構成されている。また、制御部 4 4 は、前述の明るさ検出処理の処理結果として得られた現在の明るさを所定の明るさに近づけるような調光動作を行わせるための制御信号を生成して光源制御部 3 4 へ出力するように構成されている。

30

【 0 0 3 4 】

制御部 4 4 は、光源制御部 3 4 から出力される発光状態信号に応じた動作を行わせるための制御信号を生成して画像処理部 4 2 及び観察画像生成部 4 3 へそれぞれ出力するように構成されている。

【 0 0 3 5 】

なお、本実施形態においては、例えば、プロセッサ 4 の各部分が、個々の電子回路として構成されていてもよく、または、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路における回路ブロックとして構成されていてもよい。また、本実施形態においては、例えば、プロセッサ 4 が 1 つ以上の CPU を具備して構成されていてもよい。また、本実施形態に係る構成を適宜変形することにより、例えば、プロセッサ 4 が、信号処理部 4 1、画像処理部 4 2、観察画像生成部 4 3 及び制御部 4 4 の機能を実行させるためのプログラムをメモリ等の記憶媒体 (不図示) から読み込むとともに、当該読み込んだプログラムに応じた動作を行うようにしてもよい。

40

【 0 0 3 6 】

表示装置 5 は、例えば、LCD (液晶ディスプレイ) 等を具備し、プロセッサ 4 から出力される観察画像等を表示することができるように構成されている。

50

## 【 0 0 3 7 】

続いて、本実施形態の作用について、以下に説明する。

## 【 0 0 3 8 】

ユーザは、内視鏡システム 1 の各部を接続して電源を投入した後、表示装置 5 に表示される観察画像を確認しつつ、挿入部 2 a を被験者の内部に挿入するとともに、当該被験者の内部に存在する所望の生体組織が対物光学系 2 1 a の観察視野内に入るような位置に先端部 2 c を配置する。

## 【 0 0 3 9 】

制御部 4 4 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データに対して明るさ検出処理を施して得られた現在の明るさが所定の明るさ未満である場合には、光源装置 3 から内視鏡 2 10 に供給される照明光の光量を現在の光量から増加させるための制御信号 C S A を生成して光源制御部 3 4 へ出力する。また、制御部 4 4 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データに対して明るさ検出処理を施して得られた現在の明るさが所定の明るさを超えている場合には、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光の光量を現在の光量から減少させるための制御信号 C S B を生成して光源制御部 3 4 へ出力する。また、制御部 4 4 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データに対して明るさ検出処理を施して得られた現在の明るさが所定の明るさに一致している場合には、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光の光量を現在の光量に維持させるための制御信号を生成して光源制御部 3 4 へ出力する。

## 【 0 0 4 0 】

光源制御部 3 4 は、制御部 4 4 から出力される制御信号と、緑色 L E D 3 1 c の現在の発光光量 E G C と、に基づき、発光部 3 1 の各 L E D の発光状態を制御する。

## 【 0 0 4 1 】

ここで、光源制御部 3 4 等において行われる具体的な動作の一例について、図 3 及び図 4 等を参照しつつ説明する。図 3 及び図 4 は、実施形態に係る光源装置の動作を説明するための図である。

## 【 0 0 4 2 】

まず、緑色 L E D 3 1 c の現在の発光光量 E G C が 0 より大きくかつ発光光量 E G 1 以下の範囲内に属する場合、すなわち、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が近景に属する場合の動作について説明する。なお、発光光量 E G 1 の設定方法の具体例については、後程説明する。

## 【 0 0 4 3 】

光源制御部 3 4 は、琥珀色 L E D 3 1 d を消光させつつ、紫色 L E D 3 1 a と、青色 L E D 3 1 b と、緑色 L E D 3 1 c と、赤色 L E D 3 1 e と、を同時に発光させるための制御を発光部 3 1 に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部 4 4 へ出力する。そして、このような光源制御部 3 4 の動作によれば、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が近景に属する場合に、V 光、B 光、G 光及び R 光を混合した混合光が照明光として当該所望の生体組織に対して照射される。

## 【 0 0 4 4 】

光源制御部 3 4 は、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E R と、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部 3 1 に対して行う。

## 【 0 0 4 5 】

具体的には、例えば、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E R と、における発光光量比が 1 : 1 : 1 : 1 に設定されている場合には、光源制御部 3 4 は、制御信号 C S A が入力された際に、 $E V = E B = E G = E R$  を維持しつつこれら 4 つの発光光量を線形に増加させる（図 3 参照）ための制御を発光部 3 1 に対して行う。また、例えば、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E R と、における発光光量比が 1 : 1 : 1 : 1 に設定されている場合には、光源制御部 3 4 は、制御信号 C S B が入力された際に、 $E V = E B = E G = E R$  を維持しつつこれら 4 つの発光光量を

10

20

30

40

50

線形に減少させる（図3参照）ための制御を発光部31に対して行う。

【0046】

なお、図3内の一点鎖線は、 $E_G = E_R$ となる場合における発光光量の変化を示している。そのため、図3のグラフに示した制御が行われる場合においては、 $E_{G1} = E_{R1}$ の関係が成立する。

【0047】

画像処理部42は、信号処理部41から出力される画像データと、前述のような光源制御部34の動作に応じて制御部44から出力される制御信号と、に基づき、画像データIDVと、画像データIDBと、画像データIDGと、画像データIDRと、をそれぞれ生成するための処理を行う。

10

【0048】

観察画像生成部43は、制御部44から出力される制御信号に基づき、画像処理部42から出力される画像データIDV及び画像データIDBを表示装置5のB（青色）チャンネルに割り当て、画像処理部42から出力される画像データIDGを表示装置5のG（緑色）チャンネルに割り当てるとともに、画像処理部42から出力される画像データIDRを表示装置5のR（赤色）チャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置5へ出力する。

【0049】

次に、緑色LED31cの現在の発光光量EGCが発光光量EG1よりも大きくかつ発光光量EG2未満の範囲内に属する場合、すなわち、先端部2cと所望の生体組織との間の観察距離が中景に属する場合の動作について説明する。なお、発光光量EG2の設定方法の具体例については、後程説明する。

20

【0050】

光源制御部34は、紫色LED31aと、青色LED31bと、緑色LED31cと、琥珀色LED31dと、赤色LED31eと、を同時に発光させるための制御を発光部31に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部44へ出力する。そして、このような光源制御部34の動作によれば、先端部2cと所望の生体組織との間の観察距離が中景に属する場合に、V光、B光、G光、A光及びR光を混合した混合光が照明光として当該所望の生体組織に対して照射される。

【0051】

30

光源制御部34は、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部31に対して行う。また、光源制御部34は、0より大きくかつ発光光量EA2未満の範囲内において、発光光量EAを発光光量ERの変化に対して逆に変化させるための制御を発光部31に対して行う。また、光源制御部34は、0より大きくかつ発光光量ER1未満の範囲内において、発光光量ERを発光光量EAの変化に対して逆に変化させるための制御を発光部31に対して行う。なお、本実施形態においては、発光光量EA2が発光光量EG2に対応する光量として設定されているとともに、発光光量ER1が発光光量EG1に対応する光量として設定されている。そのため、本実施形態においては、 $EA2 > ER1$ の関係が成立する。

【0052】

40

具体的には、例えば、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、発光光量EAと、発光光量ERと、における発光光量比が $1 : 1 : 1 : \quad :$ で表される（但し、 $0 < \quad < 1$ かつ $0 < \quad < 1$ であるとする）場合には、光源制御部34は、制御信号CSAが入力された際に、 $EV = EB = EG$ を維持しつつこれら3つの発光光量を線形に増加させるための制御と、当該発光光量比における $\quad$ の値の増加率が $\quad$ の値の減少率を上回るように発光光量EAを線形に増加させつつ発光光量ERを線形に減少させる（図3及び図4参照）ための制御と、を発光部31に対して行う。また、例えば、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、発光光量EAと、発光光量ERと、における発光光量比が $1 : 1 : 1 : \quad :$ で表される場合には、光源制御部34は、制御信号CSBが入力された際に、 $EV = EB = EG$ を維持しつつこれら3つの発光光量を線形に減少させるための制

50

御と、当該発光光量比における  $E_A$  の値の減少率が  $E_R$  の値の増加率を上回るように発光光量  $E_A$  を線形に減少させつつ発光光量  $E_R$  を線形に増加させる（図 3 及び図 4 参照）ための制御と、を発光部 3 1 に対して行う。

【 0 0 5 3 】

なお、図 4 内の一点鎖線は、 $E_G = E_A$  となる場合における発光光量の変化を示している。そのため、図 4 のグラフに示した制御が行われる場合においては、 $E_G^2 = E_A^2$  の関係が成立する。

【 0 0 5 4 】

画像処理部 4 2 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データと、前述のような光源制御部 3 4 の動作に応じて制御部 4 4 から出力される制御信号と、に基づき、画像データ  $I_{DV}$  と、画像データ  $I_{DB}$  と、画像データ  $I_{DG}$  と、画像データ  $I_{DA}$  と、画像データ  $I_{DR}$  と、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【 0 0 5 5 】

観察画像生成部 4 3 は、制御部 4 4 から出力される制御信号に基づき、画像処理部 4 2 から出力される画像データ  $I_{DV}$  及び画像データ  $I_{DB}$  を表示装置 5 の B チャンネルに割り当て、画像処理部 4 2 から出力される画像データ  $I_{DG}$  を表示装置 5 の G チャンネルに割り当てるとともに、画像処理部 4 2 から出力される画像データ  $I_{DA}$  及び  $I_{DR}$  を表示装置 5 の R チャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置 5 へ出力する。

【 0 0 5 6 】

以上に述べたような本実施形態に係る動作によれば、光源制御部 3 4 は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G1}$  以下である場合に、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランス  $C_{B1}$  に維持されるように、青色  $LED_{31b}$ 、緑色  $LED_{31c}$  及び赤色  $LED_{31e}$  の発光光量を変化させる発光光量制御  $E_{L1}$  を発光部 3 1 に対して行う。また、以上に述べたような本実施形態に係る動作によれば、光源制御部 3 4 は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G1}$  よりも大きい場合に、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランス  $C_{B1}$  とは異なるカラーバランス  $C_{B2}$  になるように、発光光量  $E_B$  及び  $E_G$  を発光光量制御  $E_{L1}$  と同様の方法で変化させつつ、発光光量  $E_R$  を当該発光光量制御  $E_{L1}$  とは異なる方法で変化させる発光光量制御  $E_{L2}$  を発光部 3 1 に対して行う。また、以上に述べたような本実施形態に係る動作によれば、光源制御部 3 4 は、発光光量制御  $E_{L1}$  において、発光光量  $E_A$  を 0 にするための制御と、発光光量  $E_B$ 、 $E_G$  及び  $E_R$  を漸次増加させる制御と、を行う。また、以上に述べたような本実施形態に係る動作によれば、光源制御部 3 4 は、発光光量制御  $E_{L2}$  において、発光光量  $E_B$  及び  $E_G$  の発光光量を漸次増加させる制御と、発光光量  $E_R$  を 0 まで漸次減少させる制御と、発光光量  $E_A$  を 0 から漸次増加させる制御と、を行う。

【 0 0 5 7 】

続いて、緑色  $LED_{31c}$  の現在の発光光量  $E_{GC}$  が発光光量  $E_{G2}$  以上である場合、すなわち、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が遠景に属する場合の動作について説明する。

【 0 0 5 8 】

光源制御部 3 4 は、赤色  $LED_{31e}$  を消光させつつ、紫色  $LED_{31a}$  と、青色  $LED_{31b}$  と、緑色  $LED_{31c}$  と、琥珀色  $LED_{31d}$  と、を同時に発光させるための制御を発光部 3 1 に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部 4 4 へ出力する。そして、このような光源制御部 3 4 の動作によれば、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が遠景に属する場合に、V 光、B 光、G 光及び A 光を混合した混合光が照明光として当該所望の生体組織に対して照射される。

【 0 0 5 9 】

光源制御部 3 4 は、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、発光光量  $E_A$  と、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部 3 1 に対し

10

20

30

40

50

て行う。

【0060】

具体的には、例えば、発光光量E Vと、発光光量E Bと、発光光量E Gと、発光光量E Aと、における発光光量比が1 : 1 : 1 : 1に設定されている場合には、光源制御部34は、制御信号C S Aが入力された際に、 $E V = E B = E G = E A$ を維持しつつこれら4つの発光光量を線形に増加させる(図4参照)ための制御を発光部31に対して行う。また、例えば、発光光量E Vと、発光光量E Bと、発光光量E Gと、発光光量E Aと、における発光光量比が1 : 1 : 1 : 1に設定されている場合には、光源制御部34は、制御信号C S Bが入力された際に、 $E V = E B = E G = E A$ を維持しつつこれら4つの発光光量を線形に減少させる(図4参照)ための制御を発光部31に対して行う。

10

【0061】

画像処理部42は、信号処理部41から出力される画像データと、前述のような光源制御部34の動作に応じて制御部44から出力される制御信号と、に基づき、画像データI D Vと、画像データI D Bと、画像データI D Gと、画像データI D Aと、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【0062】

観察画像生成部43は、制御部44から出力される制御信号に基づき、画像処理部42から出力される画像データI D V及び画像データI D Bを表示装置5のBチャンネルに割り当て、画像処理部42から出力される画像データI D Gを表示装置5のGチャンネルに割り当てるとともに、画像処理部42から出力される画像データI D Aを表示装置5のRチャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置5へ出力する。

20

【0063】

最後に、本実施形態における発光光量E G 1及びE G 2の設定方法の具体例について説明する。

【0064】

発光光量E G 1は、例えば、生体組織に対してR光のみを照射するとともに、当該生体組織から2次光が発生し始める発光光量E Rを実際に計測することにより得られた計測結果に基づいて設定される。そのため、図3に例示した場合においては、発光光量E G 1が発光光量E R 1と同じ光量に設定される。

30

【0065】

または、発光光量E G 1は、下記数式(1)及び(2)を用いた演算の演算結果として得られた発光光量として設定される。 $E G 1 = E G M \times F(C p) \dots (1)$   $C p = A V r / A V g \dots (2)$

上記数式(1)のE G Mは、緑色L E D 3 1 cにおけるG光の最大発光光量を表している。また、上記数式(1)のF(C p)は、所定の関数F(x)の変数xに対し、上記数式(2)を用いた演算により得られる演算値C pを適用して得られる値を表している。また、上記数式(2)のA V rは、R光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を表している。また、上記数式(2)のA V gは、G光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を表している。すなわち、上記数式(2)の演算値C pは、平均値A V gに対する平均値A V rの比の値を表している。また、上記数式(1)及び(2)によれば、平均値A V g及び平均値A V rに基づいて発光光量E G 1が設定される。

40

【0066】

発光光量E G 2は、例えば、生体組織に対してR光のみを照射するとともに、当該生体組織から2次光が発生し始める発光光量E Rを実際に計測することにより得られた計測結果に基づいて設定される。そのため、図4に例示した場合においては、発光光量E G 2が発光光量E R 2と同じ光量に設定される。

【0067】

または、発光光量E G 2は、下記数式(3)及び(4)を用いた演算の演算結果として

50

得られた発光光量として設定される。 $E G 2 = E G M \times F ( C q ) \dots ( 3 )$   $C q = A V a / A V g \dots ( 4 )$

上記数式(3)の $F ( C q )$ は、所定の関数 $F ( x )$ の変数 $x$ に対し、上記数式(4)を用いた演算により得られる演算値 $C q$ を適用して得られる値を表している。また、上記数式(2)の $A V a$ は、A光の波長帯域に含まれる各波長における酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を表している。すなわち、上記数式(4)の演算値 $C q$ は、平均値 $A V g$ に対する平均値 $A V a$ の比の値を表している。また、上記数式(3)及び(4)によれば、平均値 $A V g$ 及び平均値 $A V a$ に基づいて発光光量 $E G 2$ が設定される。

#### 【0068】

なお、本実施形態によれば、発光部31から発せられる光の波長帯域に応じて算出される酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を用いる代わりに、生体内の所定の部位における生体粘膜(例えば消化管粘膜)の分光反射率と、内視鏡システム1の総合的な光学性能の指標を示す値である分光積と、を乗ずることにより得られる積の値を用いて演算値 $C p$ 及び $C q$ をそれぞれ取得するようにしてもよい。また、このような場合においては、例えば、発光部31から発せられる光の分光強度と、撮像素子21bの分光感度と、発光部31から撮像素子21bへ至るまでの経路上に設けられた各光学部材の分光透過率と、を乗ずることにより得られる積の値を前述の分光積として用いるようにすればよい。

#### 【0069】

ところで、被検体内の所望の生体組織に対して可視域の照明光を照射した場合には、当該照明光が当該所望の生体組織とは異なる場所で反射することにより2次光が発生するとともに、当該2次光が(当該照明光と併せて)当該所望の生体組織に対して照射されるような現象が発生し得る。また、ヘモグロビンの吸光特性を鑑みた場合、前述の現象において発生する2次光には、可視域の長波長側(赤色)の成分が短波長側(青色~緑色)の成分よりも多く含まれるものと推定される。そのため、前述の現象が発生している状態で所望の生体組織を撮像した場合には、当該所望の生体組織に対して照射される2次光の光量が観察距離に応じて変化することに起因し、近景観察時と遠景観察時との間において、当該所望の生体組織を撮像して得られた画像の色調が変化してしまうおそれがある。具体的には、前述の現象が発生している状態で所望の生体組織を撮像した場合には、例えば、当該所望の生体組織に対して照射される2次光の光量が相対的に大きくなる遠景観察時において、当該所望の生体組織に対して照射される2次光の光量が相対的に小さくなる近景観察時に得られる画像の色調に対して赤色を強調したような画像が得られてしまうおそれがある。

#### 【0070】

これに対し、以上に述べたような、本実施形態に係る光源制御部34の動作によれば、所望の生体組織に対して照射される2次光の光量と、当該所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて増減されるG光の光量と、の間に正の相関があるとの推定に基づき、ヘモグロビンに相対的に吸収され難いR光を近景観察時に当該所望の生体組織に対して照射するとともに、ヘモグロビンに相対的に吸収され易いA光を遠景観察時に当該所望の生体組織に対して照射するようにしている。換言すると、以上に述べたような、本実施形態に係る光源制御部34の動作によれば、前述の推定に基づき、発光光量 $E G$ が相対的に小さくなる期間において、2次光が相対的に発生し易いR光を所望の生体組織に対して照射するとともに、当該発光光量 $E G$ が相対的に大きくなる期間において、当該2次光が相対的に発生し難いA光を当該所望の生体組織に対して照射するようにしている。従って、本実施形態によれば、所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて生じる画像の色調の変化を抑制することができ、その結果、被検体内の生体組織の色調に基づいて診断を行う際の精度を確保することができる。

#### 【0071】

なお、本実施形態の光源制御部34は、図3及び図4のグラフに示したような制御を行うものに限らず、例えば、図5のグラフに示すような制御を行うものであってもよい。このような本実施形態の第1の変形例に係る光源制御部34等の動作について、以下に説明

10

20

30

40

50

する。なお、以降においては、既述の動作等を適用可能な部分に関する具体的な説明を適宜省略するものとする。図5は、実施形態の第1の変形例に係る光源装置の動作を説明するための図である。

【0072】

まず、緑色LED31cの現在の発光光量EGCが0より大きくかつ発光光量EG3以下の範囲内に属する場合、すなわち、先端部2cと所望の生体組織との間の観察距離が近景に属する場合の動作について説明する。なお、発光光量EG3の設定方法の具体例については、後程説明する。

【0073】

光源制御部34は、琥珀色LED31dを消光させつつ、紫色LED31aと、青色LED31bと、緑色LED31cと、赤色LED31eと、を同時に発光させるための制御を発光部31に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部44へ出力する。

【0074】

光源制御部34は、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、発光光量ERと、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部31に対して行う。

【0075】

具体的には、例えば、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、発光光量ERと、における発光光量比が1:1:1:1に設定されている場合には、光源制御部34は、制御信号CSAが入力された際に、 $EV = EB = EG = ER$ を維持しつつこれら4つの発光光量を線形に増加させる(図5参照)ための制御を発光部31に対して行う。また、例えば、発光光量EVと、発光光量EBと、発光光量EGと、発光光量ERと、における発光光量比が1:1:1:1に設定されている場合には、光源制御部34は、制御信号CSBが入力された際に、 $EV = EB = EG = ER$ を維持しつつこれら4つの発光光量を線形に減少させる(図5参照)ための制御を発光部31に対して行う。

【0076】

画像処理部42は、信号処理部41から出力される画像データと、前述のような光源制御部34の動作に応じて制御部44から出力される制御信号と、に基づき、画像データIDVと、画像データIDBと、画像データIDGと、画像データIDRと、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【0077】

観察画像生成部43は、制御部44から出力される制御信号に基づき、画像処理部42から出力される画像データIDV及び画像データIDBを表示装置5のBチャンネルに割り当て、画像処理部42から出力される画像データIDGを表示装置5のGチャンネルに割り当てるとともに、画像処理部42から出力される画像データIDRを表示装置5のRチャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置5へ出力する。

【0078】

次に、緑色LED31cの現在の発光光量EGCが発光光量EG3より大きい場合、すなわち、先端部2cと所望の生体組織との間の観察距離が中景または遠景に属する場合の動作について説明する。

【0079】

光源制御部34は、琥珀色LED31dを消光させつつ、紫色LED31aと、青色LED31bと、緑色LED31cと、赤色LED31eと、を同時に発光させるための制御を発光部31に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部44へ出力する。すなわち、本変形例においては、先端部2cと所望の生体組織との間の観察距離に係わらず、V光、B光、G光及びR光を混合した混合光が照明光として当該所望の生体組織に対して照射される。

【0080】

10

20

30

40

50

光源制御部 34 は、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部 31 に対して行う。また、光源制御部 34 は、発光光量  $E_R$  が発光光量  $E_{G3}$  に対応する光量として予め設定された発光光量  $E_{R3}$  より大きな光量であることを検出した場合に、当該発光光量  $E_G$  を変化させる際の変化率とは異なる変化率で当該発光光量  $E_R$  を変化させるための制御を発光部 31 に対して行う。

【0081】

具体的には、例えば、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、発光光量  $E_R$  と、における発光光量比が  $1 : 1 : 1 :$  で表される（但し、 $0 < < 1$  であるとする）場合には、光源制御部 34 は、制御信号  $C_{SA}$  が入力された際に、 $E_V = E_B = E_G$  を維持しつつこれら 3 つの発光光量を線形に増加させるための制御と、当該発光光量比における  $\alpha$  の値が漸次小さくなるように当該発光光量  $E_R$  を線形にかつ当該発光光量  $E_G$  の増加率よりも小さな増加率で増加させる（図 5 参照）ための制御と、を発光部 31 に対して行う。また、例えば、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、発光光量  $E_R$  と、における発光光量比が  $1 : 1 : 1 :$  で表される場合には、光源制御部 34 は、制御信号  $C_{SB}$  が入力された際に、 $E_V = E_B = E_G$  を維持しつつこれら 3 つの発光光量を線形に減少させるための制御と、当該発光光量比における  $\beta$  の値が漸次大きくなるように当該発光光量  $E_R$  を線形にかつ当該発光光量  $E_G$  の減少率よりも小さな減少率で減少させる（図 5 参照）ための制御と、を発光部 31 に対して行う。

【0082】

なお、図 5 内の一点鎖線は、 $E_G = E_R$  となる場合における発光光量の変化を示している。そのため、図 5 のグラフに示した制御が行われる場合においては、 $E_{G3} = E_{R3}$  の関係が成立する。また、図 5 内の  $\alpha$  は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G3}$  以下である場合の発光光量  $E_R$  の変化率と、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G3}$  より大きい場合の発光光量  $E_R$  の変化率と、の間の差異を示す角度に相当し、後程説明するような方法で設定される。

【0083】

画像処理部 42 は、信号処理部 41 から出力される画像データと、前述のような光源制御部 34 の動作に応じて制御部 44 から出力される制御信号と、に基づき、画像データ  $I_{DV}$  と、画像データ  $I_{DB}$  と、画像データ  $I_{DG}$  と、画像データ  $I_{DR}$  と、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【0084】

観察画像生成部 43 は、制御部 44 から出力される制御信号に基づき、画像処理部 42 から出力される画像データ  $I_{DV}$  及び画像データ  $I_{DB}$  を表示装置 5 の B チャンネルに割り当て、画像処理部 42 から出力される画像データ  $I_{DG}$  を表示装置 5 の G チャンネルに割り当てるとともに、画像処理部 42 から出力される画像データ  $I_{DR}$  を表示装置 5 の R チャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置 5 へ出力する。

【0085】

以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部 34 は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G3}$  以下である場合に、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランス  $C_{B3}$  に維持されるように、紫色  $LED_{31a}$ 、青色  $LED_{31b}$ 、緑色  $LED_{31c}$  及び赤色  $LED_{31e}$  の発光光量を変化させる発光光量制御  $E_{L3}$  を発光部 31 に対して行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部 34 は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_{G3}$  よりも大きい場合に、光源装置 3 から内視鏡 2 に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランス  $C_{B3}$  とは異なるカラーバランス  $C_{B4}$  になるように、発光光量  $E_V$ 、発光光量  $E_B$  及び  $E_G$  を発光光量制御  $E_{L3}$  と同様の方法で変化させつつ、発光光量  $E_R$  を当該発光光量制御  $E_{L3}$  とは異なる方法で変化させる発光光量制御  $E_{L4}$  を発光部 31 に対して行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部 34 は、発光光量制御  $E_{L3}$  において、発光光量  $E_A$  を 0 にするための制御と、発光光量  $E_V$ 、

10

20

30

40

50

発光光量 E B、E G 及び E R を増加率 Z A で漸次増加させる制御と、を行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部 3 4 は、発光光量制御 E L 4 において、発光光量 E V、発光光量 E B 及び E G を増加率 Z A で漸次増加させる制御と、発光光量 E R を増加率 Z A よりも小さな増加率 Z B で漸次増加させる制御と、を行う。なお、増加率 Z A は、例えば、図 5 のグラフのうちの、発光光量 E G が発光光量 E G 3 以下の部分における直線の傾きの大きさとして表される。また、増加率 Z B は、例えば、図 5 のグラフのうちの、発光光量 E G が発光光量 E G 3 より大きい部分における直線の傾きの大きさとして表される。

【 0 0 8 6 】

最後に、本変形例における発光光量 E G 3 及び角度 3 の設定方法の具体例について説明する。

10

【 0 0 8 7 】

発光光量 E G 3 は、例えば、生体組織に対して R 光のみを照射するとともに、当該生体組織から 2 次光が発生し始める発光光量 E R を実際に計測することにより得られた計測結果に基づいて設定される。そのため、図 5 に例示した場合においては、発光光量 E G 3 が発光光量 E R 3 と同じ光量に設定される。また、このような方法で発光光量 E G 3 を設定した場合において、角度 3 は、例えば、最大発光光量 E G M に設定した緑色 L E D 3 1 c から発せられる G 光と、任意の発光光量 E R に設定した赤色 L E D 3 1 e から発せられる R 光と、を生体組織に対して同時に照射しつつ、当該生体組織から発せられる 2 次光が軽減される発光光量 E R を実際に計測することにより得られる計測結果に基づいて設定される。

20

【 0 0 8 8 】

または、発光光量 E G 3 は、下記数式 ( 5 ) 及び ( 6 ) を用いた演算の演算結果として得られた発光光量として設定される。 $E G 3 = E G M \times G ( C r ) \dots ( 5 )$   
 $C r = A V r / A V g \dots ( 6 )$

上記数式 ( 5 ) の  $G ( C r )$  は、所定の関数  $G ( x )$  の変数  $x$  に対し、上記数式 ( 6 ) を用いた演算により得られる演算値  $C r$  を適用して得られる値を表している。また、上記数式 ( 6 ) の演算値  $C r$  は、上記数式 ( 2 ) の演算値  $C p$  と同じ方法で算出することができる。すなわち、上記数式 ( 6 ) の演算値  $C r$  は、平均値  $A V g$  に対する平均値  $A V r$  の比の値を表している。また、上記数式 ( 5 ) 及び ( 6 ) によれば、平均値  $A V g$  及び平均値  $A V r$  に基づいて発光光量 E G 3 が設定される。また、このような方法で発光光量 E G 3 を設定した場合において、角度 3 は、例えば、所定の関数  $I ( t )$  の変数  $t$  に対し、上記数式 ( 6 ) を用いた演算により得られる演算値  $C r$  を適用して得られる値として設定される。

30

【 0 0 8 9 】

なお、本変形例によれば、発光部 3 1 から発せられる光の波長帯域に応じて算出される酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を用いる代わりに、生体内の所定の部位における生体粘膜（例えば消化管粘膜）の分光反射率と、内視鏡システム 1 の総合的な光学性能の指標を示す値である分光積と、を乗ずることにより得られる積の値を用いて演算値  $C r$  を取得するようにしてもよい。また、このような場合においては、例えば、発光部 3 1 から発せられる光の分光強度と、撮像素子 2 1 b の分光感度と、発光部 3 1 から撮像素子 2 1 b へ至るまでの経路上に設けられた各光学部材の分光透過率と、を乗ずることにより得られる積の値を前述の分光積として用いるようにすればよい。

40

【 0 0 9 0 】

以上に述べたような、本変形例に係る光源制御部 3 4 の動作によれば、所望の生体組織に対して照射される 2 次光の光量と、当該所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて増減される G 光の光量と、の間に正の相関があるとの推定に基づき、中景～遠景観察時（発光光量 E G が相対的に大きくなる期間）に当該所望の生体組織に対して照射される R 光の光量の変化率を、近景観察時（発光光量 E G が相対的に小さくなる期間）に当該所望の生体組織に対して照射される R 光の光量の変化率よりも小さくするようにしている。従

50

って、本変形例によれば、所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて生じる画像の色調の変化を抑制することができ、その結果、被検体内の生体組織の色調に基づいて診断を行う際の精度を確保することができる。

【 0 0 9 1 】

また、本実施形態の光源制御部 3 4 は、図 3 及び図 4 のグラフに示したような制御を行うものに限らず、例えば、図 6 のグラフに示すような制御を行うものであってもよい。このような本実施形態の第 2 の変形例に係る光源制御部 3 4 等の動作について、以下に説明する。図 6 は、実施形態の第 2 の変形例に係る光源装置の動作を説明するための図である。

【 0 0 9 2 】

まず、緑色 LED 3 1 c の現在の発光光量 E G C が 0 より大きくかつ発光光量 E G 4 以下の範囲内に属する場合、すなわち、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が近景または中景に属する場合の動作について説明する。なお、発光光量 E G 4 の設定方法の具体例については、後程説明する。

【 0 0 9 3 】

光源制御部 3 4 は、紫色 LED 3 1 a と、青色 LED 3 1 b と、緑色 LED 3 1 c と、琥珀色 LED 3 1 d と、赤色 LED 3 1 e と、を同時に発光させるための制御を発光部 3 1 に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部 4 4 へ出力する。

【 0 0 9 4 】

光源制御部 3 4 は、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E A と、発光光量 E R と、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部 3 1 に対して行う。

【 0 0 9 5 】

具体的には、例えば、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E A と、発光光量 E R と、における発光光量比が 1 : 1 : 1 : 1 : 1 に設定されている場合には、光源制御部 3 4 は、制御信号 C S A が入力された際に、 $E V = E B = E G = E A = E R$  を維持しつつこれら 5 つの発光光量を線形に増加させる（図 6 参照）ための制御を発光部 3 1 に対して行う。また、例えば、発光光量 E V と、発光光量 E B と、発光光量 E G と、発光光量 E A と、発光光量 E R と、における発光光量比が 1 : 1 : 1 : 1 : 1 に設定されている場合には、光源制御部 3 4 は、制御信号 C S B が入力された際に、 $E V = E B = E G = E A = E R$  を維持しつつこれら 5 つの発光光量を線形に減少させる（図 6 参照）ための制御を発光部 3 1 に対して行う。

【 0 0 9 6 】

画像処理部 4 2 は、信号処理部 4 1 から出力される画像データと、前述のような光源制御部 3 4 の動作に応じて制御部 4 4 から出力される制御信号と、に基づき、画像データ I D V と、画像データ I D B と、画像データ I D G と、画像データ I D A と、画像データ I D R と、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【 0 0 9 7 】

観察画像生成部 4 3 は、制御部 4 4 から出力される制御信号に基づき、画像処理部 4 2 から出力される画像データ I D V 及び画像データ I D B を表示装置 5 の B チャンネルに割り当て、画像処理部 4 2 から出力される画像データ I D G を表示装置 5 の G チャンネルに割り当てるとともに、画像処理部 4 2 から出力される画像データ I D A 及び I D R を表示装置 5 の R チャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置 5 へ出力する。

【 0 0 9 8 】

次に、緑色 LED 3 1 c の現在の発光光量 E G C が発光光量 E G 4 より大きい場合、すなわち、先端部 2 c と所望の生体組織との間の観察距離が遠景に属する場合の動作について説明する。

【 0 0 9 9 】

10

20

30

40

50

光源制御部 34 は、紫色 LED 31a と、青色 LED 31b と、緑色 LED 31c と、琥珀色 LED 31d と、赤色 LED 31e と、を同時に発光させるための制御を発光部 31 に対して行うとともに、当該制御に応じた発光状態信号を生成して制御部 44 へ出力する。すなわち、本変形例においては、先端部 2c と所望の生体組織との間の観察距離に係わらず、V 光、B 光、G 光、A 光及び R 光を混合した混合光が照明光として当該所望の生体組織に対して照射される。

【0100】

光源制御部 34 は、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、を予め設定された発光光量比に維持しつつ変化させるための制御を発光部 31 に対して行う。また、光源制御部 34 は、発光光量  $E_A$  及び発光光量  $E_R$  が発光光量  $E_G$  に対応する光量として 10  
 予め設定された発光光量  $E_{AR}$  より大きな光量であることを検出した場合に、発光光量  $E_G$  を変化させる際の変化率とは異なる変化率で当該発光光量  $E_A$  及び当該発光光量  $E_R$  を変化させるための制御を発光部 31 に対して行う。

【0101】

具体的には、例えば、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、発光光量  $E_A$  と、発光光量  $E_R$  と、における発光光量比が  $1 : 1 : 1 : \quad : \quad$  で表される（但し、 $0 < \quad < 1$  であるとする）場合には、光源制御部 34 は、制御信号  $CSA$  が入力された際に、 $E_V = E_B = E_G$  を維持しつつこれら 3 つの発光光量を線形に増加させるための制御と、当該発光光量比における  $\quad$  の値が漸次小さくなるように当該発光光量  $E_A$  及び当該発光光量  $E_R$  を線形にかつ当該発光光量  $E_G$  の増加率よりも小さな増加率で増加させる（図 6 20  
 参照）ための制御と、を発光部 31 に対して行う。また、例えば、発光光量  $E_V$  と、発光光量  $E_B$  と、発光光量  $E_G$  と、発光光量  $E_A$  と、発光光量  $E_R$  と、における発光光量比が  $1 : 1 : 1 : \quad : \quad$  で表される場合には、光源制御部 34 は、制御信号  $CSB$  が入力された際に、 $E_V = E_B = E_G$  を維持しつつこれら 3 つの発光光量を線形に減少させるための制御と、当該発光光量比における  $\quad$  の値が漸次大きくなるように当該発光光量  $E_A$  及び当該発光光量  $E_R$  を線形にかつ当該発光光量  $E_G$  の減少率よりも小さな減少率で減少させる（図 6 参照）ための制御と、を発光部 31 に対して行う。

【0102】

なお、図 6 内の一点鎖線は、 $E_G = E_A = E_R$  となる場合における発光光量の変化を示している。そのため、図 6 のグラフに示した制御が行われる場合においては、 $E_G = E_{AR}$  の関係が成立する。また、図 6 内の  $\quad$  は、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_G$  以下である場合の発光光量  $E_A$  及び  $E_R$  の変化率と、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_G$  より大きい場合の発光光量  $E_A$  及び  $E_R$  の変化率と、の間の差異を示す角度に相当し、後程説明する 30  
 ような方法で設定される。

【0103】

また、本変形例によれば、所望の生体組織に対して A 光及び R 光を含む照明光を照射していることに起因し、当該所望の生体組織を撮像して得られた画像に含まれる赤色成分において、2 次光に由来する成分が占める割合を第 1 の変形例よりも低下させることができる。そのため、第 1 の変形例の発光光量  $E_G$  と、本変形例の発光光量  $E_G$  と、の間には、 $E_G < E_G$  の関係が成立する。 40

【0104】

また、第 1 の変形例の角度  $\quad$  と、本変形例の角度  $\quad$  と、の間には、 $\quad > \quad$  の関係が成立する。換言すると、発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_G$  より大きい場合に行われる制御における発光光量  $E_A$  及び  $E_R$  の増加率（後述の増加率  $Z_C$  に相当）は、当該発光光量  $E_G$  が発光光量  $E_G$  より大きい場合に行われる制御における発光光量  $E_R$  の増加率（第 1 の変形例で述べた増加率  $Z_B$  に相当）よりも大きくなる。

【0105】

画像処理部 42 は、信号処理部 41 から出力される画像データと、前述のような光源制御部 34 の動作に応じて制御部 44 から出力される制御信号と、に基づき、画像データ  $IDV$  と、画像データ  $IDB$  と、画像データ  $IDG$  と、画像データ  $IDA$  と、画像データ  $I$  50

D Rと、をそれぞれ生成するための処理を行う。

【0106】

観察画像生成部43は、制御部44から出力される制御信号に基づき、画像処理部42から出力される画像データIDV及び画像データIDBを表示装置5のBチャンネルに割り当て、画像処理部42から出力される画像データIDGを表示装置5のGチャンネルに割り当てるとともに、画像処理部42から出力される画像データIDA及びIDRを表示装置5のRチャンネルに割り当てることにより観察画像を生成し、当該生成した観察画像を表示装置5へ出力する。

【0107】

以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部34は、発光光量EGが発光光量EG4以下である場合に、光源装置3から内視鏡2に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランスCB5に維持されるように、紫色LED31a、青色LED31b、緑色LED31c、琥珀色LED31d及び赤色LED31eの発光光量を変化させる発光光量制御EL5を発光部31に対して行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部34は、発光光量EGが発光光量EG3よりも大きい場合に、光源装置3から内視鏡2に供給される照明光に含まれる各色の光のカラーバランスがカラーバランスCB5とは異なるカラーバランスCB6になるように、発光光量EV、発光光量EB及びEGを発光光量制御EL5と同様の方法で変化させつつ、発光光量EA及びERを発光光量制御EL5とは異なる方法で変化させる発光光量制御EL6を発光部31に対して行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部34は、発光光量制御EL5において、発光光量EV、EB、EG、EA及びERを増加率ZAで漸次増加させる制御を行う。また、以上に述べたような本変形例に係る動作によれば、光源制御部34は、発光光量制御EL6において、発光光量EV、発光光量EB及びEGを増加率ZAで漸次増加させる制御と、発光光量EA及びERを増加率ZAよりも小さくかつ増加率ZBよりも大きな増加率ZCで漸次増加させる制御と、を行う。なお、増加率ZCは、例えば、図6のグラフのうちの、発光光量EGが発光光量EG4より大きい部分における直線の傾きの大きさとして表される。

【0108】

最後に、本変形例における発光光量EG4及び角度 $\theta$ 4の設定方法の具体例について説明する。

【0109】

発光光量EG4は、例えば、生体組織に対してA光及びR光を照射するとともに、当該生体組織から2次光が発生し始める発光光量EAまたはERのいずれかを実際に計測することにより得られた計測結果に基づいて設定される。そのため、図6に例示した場合においては、発光光量EG4が発光光量EAR4に設定される。また、このような方法で発光光量EG4を設定した場合において、角度 $\theta$ 4は、例えば、最大発光光量EGMに設定した緑色LED31cから発せられるG光と、任意の発光光量EAに設定した琥珀色LED31dから発せられるA光と、任意の発光光量ERに設定した赤色LED31eから発せられるR光と、を生体組織に対して同時に照射しつつ、当該生体組織から発せられる2次光が軽減される発光光量EAまたはERのいずれかを実際に計測することにより得られる計測結果に基づいて設定される。

【0110】

または、発光光量EG4は、下記数式(7)及び(8)を用いた演算の演算結果として得られた発光光量として設定される。 $EG4 = EGM \times H(Cs) \dots (7)$   $Cs = [(\frac{1}{x} \times AVa + \frac{1}{x} \times AVr) / (1 + \frac{1}{x})] / AVg \dots (8)$

上記数式(7)のH(Cs)は、所定の関数H(x)の変数xに対し、上記数式(8)を用いた演算により得られる演算値Csを適用して得られる値を表している。また、上記数式(8)の $\frac{1}{x}$ 及び $\frac{1}{x}$ は、0より大きな所定の定数をそれぞれ表している。すなわち、上記数式(8)の演算値Csは、平均値AVgに対する平均値AVa及びAVrの加重平均値の比の値を表している。また、上記数式(7)及び(8)によれば、平均値AVg、平

10

20

30

40

50

均値  $AV_a$  及び平均値  $AV_r$  に基づいて発光光量  $EG_4$  が設定される。また、このような方法で発光光量  $EG_4$  を設定した場合において、角度  $\theta$  は、例えば、所定の関数  $I(t)$  の変数  $t$  に対し、上記数式 (8) を用いた演算により得られる演算値  $C_s$  を適用して得られる値として設定される。

#### 【0111】

なお、本変形例によれば、発光部 31 から発せられる光の波長帯域に応じて算出される酸化ヘモグロビンの吸光係数の平均値を用いる代わりに、生体内の所定の部位における生体粘膜（例えば消化管粘膜）の分光反射率と、内視鏡システム 1 の総合的な光学性能の指標を示す値である分光積と、を乗ずることにより得られる積の値を用いて演算値  $C_s$  を取得するようにしてもよい。また、このような場合においては、例えば、発光部 31 から発せられる光の分光強度と、撮像素子 21b の分光感度と、発光部 31 から撮像素子 21b へ至るまでの経路上に設けられた各光学部材の分光透過率と、を乗ずることにより得られる積の値を前述の分光積として用いるようにすればよい。

10

#### 【0112】

以上に述べたような、本変形例に係る光源制御部 34 の動作によれば、所望の生体組織に対して照射される 2 次光の光量と、当該所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて増減される G 光の光量と、の間に正の相関があるとの推定に基づき、遠景観察時（発光光量  $EG$  が相対的に大きくなる期間）に当該所望の生体組織に対して照射される A 光及び R 光の光量の変化率を、近景～中景観察時（発光光量  $EG$  が相対的に小さくなる期間）に当該所望の生体組織に対して照射される A 光及び R 光の光量の変化率よりも小さくするようにしている。従って、本変形例によれば、所望の生体組織を観察する際の観察距離に応じて生じる画像の色調の変化を抑制することができ、その結果、被検体内の生体組織の色調に基づいて診断を行う際の精度を確保することができる。

20

#### 【0113】

ところで、以上に述べた 2 つの変形例においては、近景観察時に被写体から発せられる戻り光を撮像して得られる画像の色調を基準として、遠景観察時に当該被写体から発せられる 2 次光に応じて生じる画像の色調の変化を抑制するような発光光量制御が行われるようにしている。これに対し、以上に述べた 2 つの変形例を適宜変形することにより、例えば、遠景観察時に被写体から発せられる戻り光及び 2 次光を撮像して得られる画像の色調を基準として、近景観察時に当該 2 次光を加味した色調になるように画像の色調を変化させるような発光光量制御が行われるようにしてもよい。

30

#### 【0114】

具体的には、第 1 の変形例の発光光量制御として、例えば、発光光量  $EG$  が発光光量  $EG \times 1$  よりも大きい場合に、発光光量  $ER$  を発光光量  $EG$  と同じ比率で変化させるための制御が行われるとともに、発光光量  $EG$  が発光光量  $EG \times 1$  以下である場合に、発光光量  $ER$  を発光光量  $EG$  よりも大きくなるように変化させるための制御が行われるようにしてもよい。また、第 2 の変形例の発光光量制御として、例えば、発光光量  $EG$  が発光光量  $EG \times 2$  よりも大きい場合に、発光光量  $ER$  及び  $EA$  を発光光量  $EG$  と同じ比率で変化させるための制御が行われるとともに、発光光量  $EG$  が発光光量  $EG \times 2$  以下である場合に、発光光量  $ER$  及び  $EA$  を発光光量  $EG$  よりも大きくなるように変化させるための制御が行われるようにしてもよい。

40

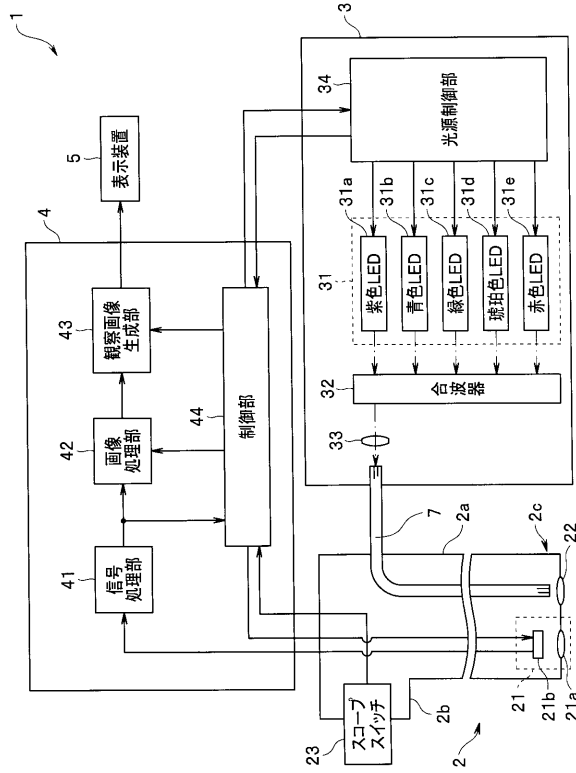
#### 【0115】

本発明は、上述した実施形態及び変形例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

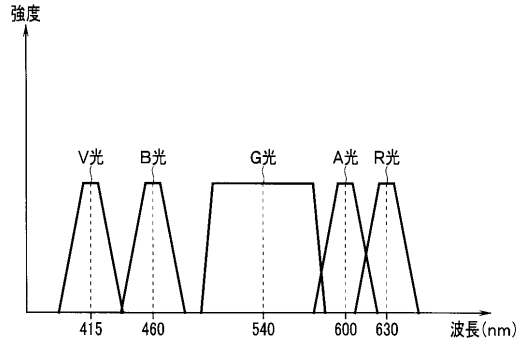
#### 【0116】

本出願は、2018年4月5日に日本国に出願された特願2018-073079号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

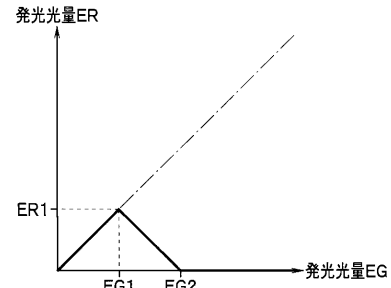
【図1】



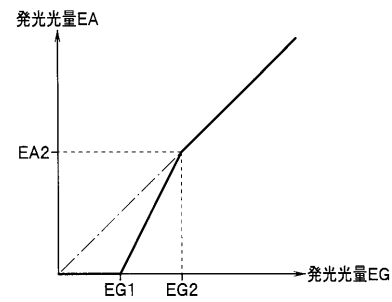
【図2】



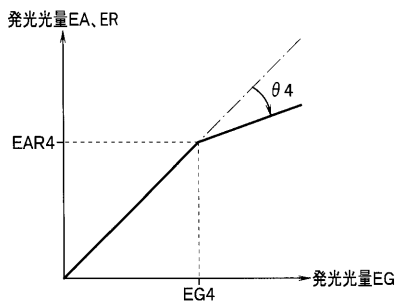
【図3】



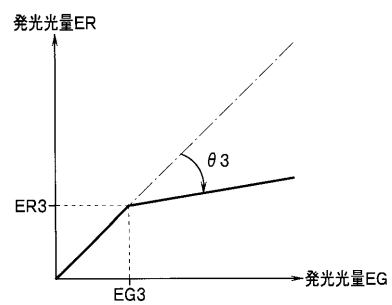
【図4】



【図6】



【図5】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2016/151903(WO, A1)  
国際公開第2018/003241(WO, A1)  
国際公開第2016/059910(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26